

09/674008

532 Rec'd PCT/PTC 24 OCT 2000

-1- (JAPIO)
AN - 87-231625
TI - OPTICAL CT SCANNER
PA - (2000213) SUMITOMO ELECTRIC IND LTD
IN - AWAZU, KUNIO
PN - 87.10.12 J62231625, JP 62-231625
AP - 86.03.31 86JP-073781, 61-73781
IC - A61B-006/03; G01N-021/17
JC - 28.2 (SANITATION—Medical); 46.2 (INSTRUMENTATION—Testing)
FKW - R002 (LASERS); R012 (OPTICAL FIBERS)

⑫ 公開特許公報(A)

昭62-231625

⑪ Int. Cl.⁴A 61 B 6/03
G 01 N 21/17

識別記号

3 0 1

庁内整理番号

7232-4C
A-7458-2G

⑬ 公開 昭和62年(1987)10月12日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全5頁)

⑭ 発明の名称 光CTスキャナ装置

⑮ 特 願 昭61-73781

⑯ 出 願 昭61(1986)3月31日

⑰ 発 明 者 栗 津 邦 男 大阪市此花区島屋1丁目1番3号 住友電気工業株式会社
大阪製作所内

⑱ 出 願 人 住友電気工業株式会社 大阪市東区北浜5丁目15番地

⑲ 代 理 人 弁理士 湯 浅 恭 三 外5名

明 細 書

1. [発明の名称]

光CTスキャナ装置

2. [特許請求の範囲]

- (1) 被検体を収容するほぼ円形の内部輪郭形状を有するスキャナ本体の内周に沿って間隔をおいて複数の該スキャナ本体内部に面する凹部を設け、各凹部の内壁に沿って凹部内側に面する複数の集光レンズを設け、各凹部の集光レンズ群の光軸を幾りの各凹部の集光レンズ群の一つと一致するよう対向して配置し、各集光レンズに光源からの導光用ファイバおよびまたは光検出器への導光用ファイバを接続してなる光CTスキャナ装置。
- (2) 前記スキャナ本体の内部輪郭形状が円形よりなり、前記各凹部は該輪郭形状の円周上に中心をもつ小円の部分よりなる円弧形横断面を有することを特徴とする特許請求の範囲第1項の光CTスキャナ装置。
- (3) 前記各凹部の各集光レンズの光軸が該凹部

を形成する小円の中心を通ることを特徴とする特許請求の範囲第2項の光CTスキャナ装置。

- (4) 前記各集光レンズに光源からの導光用ファイバと光検出器への導光用ファイバとの少くとも2本の光ファイバを接続したことを特徴とする特許請求の範囲第1項の光CTスキャナ装置。
- (5) 前記凹部がスキャナ本体の内周に沿って等間隔で配置されていることを特徴とする特許請求の範囲第1項の光CTスキャナ装置。

3. [発明の詳細な説明]

(産業上の利用分野)

本発明は光CTスキャナ装置に関し、より特別には可視或は近赤外レーザ光を用いて生体内の代謝を示すパラメータの分布像を非侵襲的に得るための光CT装置のスキャナ部の構造に関する。

(従 来 技 術)

医療分野において、人体または動物体の脳での酸素利用度が脳機能を評価するために基本的に重

要なパラメータであることは周知である。例えば、10数秒間脳内に酸素がなければ機能障害を起し、また数分間以上酸素がない場合には回復不能な障害を引起す。このため、上記パラメータを測定する方法の研究が長年に亘つて行われてきたが、最近、上記パラメータを計測する方法として、これ迄一般的であつた脳波形を用いる方法や、Xe 133のような放射性ガスを溶かして頸動脈に注入し、脳血中のガス濃度を外部より計測することによりパラメータを間接的に求める方法に代つて、可視或は近赤外領域のレーザ光(波長700nm~1300nm)を頭部に照射して上記パラメータを直接かつ非侵襲的に計測する方法が提案されている。例えば、特開昭60-72542号に開示された該方法は、頭部を間にはさんで可視或は近赤外領域の異なる波長のレーザ光源と光検出手段とを対向させ、レーザ光源より頭部内の測定対象物に対し異なる發光度を示す上記波長の異なるレーザ光を交互に切換へ入射せしめ、光検出手段からの各波長に対応する出力信号をコンピュータ

1つのレンズから出射されるレーザ光が被検体の横断面全体をカバーすることく拡散されねばならないことから被検体全体を均一な強度のビームで走査することができず(ビーム中心とその周囲では強度が大巾に異なる)、またレーザ光を出射するレンズと被検体通過後の該レーザ光を受光する複数のレンズとは唯一組のレンズを除いて光軸が一致しないことから被検体全体を均一な条件で測定することができないという欠点がある。また、上記のように拡散したビームを光軸の外れたレンズで受光するので受光感度が低く、通過光量が小さい場合には測定が極めて困難乃至不可能となる。

(問題を解決するための手段)

本発明は上記従来の欠点を除去すべくなされたもので、このため、本発明による光CTスキャナ装置は、被検体を収容するほぼ円形の内部輪郭形状を有するスキャナ本体の内周に沿つて適宜間隔をおいて複数の該スキャナ本体内部に面する凹部を設け、各凹部の内壁に沿つて凹部内側に面する複数の集光レンズを設け、各凹部の集光レンズ群

処理することにより頭部内の測定対象、例えば脳血液中の酸素飽和度を求める方法を提案している。この場合、頭部内の測定対象の二次元分布を求めるには、レーザ光を頭部の全周廻から順次切換へ入射せしめてその出力光を検出しなければならない。このため、上記従来のものは、第4図に示すように、頭部Oを取囲んで多数のレンズLをリング状に並べ、各レンズにレーザ光源Sからの導光用ファイバFa, Fb, …… Fq, Frと、光検出手段Rへの導光用ファイバFa', Fb', …… Fq', Fr'とを接続し、1つのレンズから出射されて頭部Oを経たレーザ光を該頭部の裏側にある複数のレンズに順次切換へ入射せしめ、かゝる操作を各レンズから順次切換へ出射されるレーザ光について行うことにより頭部および計測装置を全く機械的に移動することなく二次元分布の測定を可能としている。

(発明が解決しようとする問題点)

しかしながら、上記従来のものは各レンズの光軸がスキャナの中心、或は該スキャナ内に配置された被検体(頭部)の中心に向けられているため、

の光軸を残りの各凹部の集光レンズ群の一つと一致するよう対向して配置し、各集光レンズに光源からの導光用ファイバおよびまたは光検出器への導光用ファイバを接続したことを特徴とする。

(作 用)

光源より導光用ファイバにてレーザ光を導光し、集光用レンズによりペンシルビームの形で被検体を照射する。スキャナ本体の内周部に設けられた一つの凹部の内壁に沿つて設けられた複数のレンズから次々とレーザ光が被検体に照射されると、該レーザ光はペンシルビームとしてスキャナ本体の内周部に設けられた残りの各凹部のレンズ群の一つに入射するよう被検体全体を放射状に横断して対向するレンズに次々と入射する。一つの凹部のレンズ群からの照射が終ると、隣接する凹部のレンズ群からの照射が上記一つの凹部のレンズ群からの照射と同様に次々と行われ、これを各凹部のレンズ群について時計回り或は反時計回りに次々と行う。全ての凹部のレンズ群からの照射が終了したら、異なる波長のレーザ光について同様の

操作を行ない、これを求めるパラメータの種類に応じて2つ、或いは3つの異なる波長のレーザー光について行う。

上記各レンズからペンシルビームの形で出射されたレーザー光は被検体を透過した後、該レンズと光軸が一致した向い合った集光レンズに入射し、検出光は該レンズに接続された導光用ファイバを介して光検出器へ導かれる。光検出器へ導かれた各波長についての検出光は、公知のCT装置において提案されているアルゴリズムに従ってデータ処理することにより被検体内の求めるパラメータの二次元分布を得ることができる。

(実施例)

以下、本発明の好適な実施例を添付図に沿って説明する。

実施例は、本発明を人体頭部の脳内における酸素飽和度の二次元分布像を得るための光CT装置におけるスキャナ部への応用例を示す。

第1図はスキャナ部の全体外観図であり、第2図は図1の断面II-IIに沿った断面を示す。

かり(図では一つの凹部についてのみ全ファイバを示す)、これら送光用ファイバ17はそれぞれ対応する集光レンズ7、9、11、13、15と光源すなわちレーザーダイオード21、23、25、27、29とを接続しており、また受光用ファイバ19は各凹部ごとに集光レンズ7、9、11、13、15と光検出器である光電子増倍管31とを接続している。例えば、レンズ7は送光用ファイバ17aを介してレーザーダイオード21に接続され、同様にレンズ9、11、13、15はそれぞれ対応する送光用ファイバを介してレーザーダイオード23、25、27、29にそれぞれ接続されている。また、レンズ7、9、11、13、15はそれぞれ対応する受光用ファイバを介して光電子増倍管31に接続されている。同様に、各凹部B、C、D、E、Fのそれぞれのレンズは対応する送光用ファイバにより対応するレーザーダイオード(図示せず)に接続され、また、各凹部のレンズはそれぞれ対応する受光用ファイバを介して光電子増倍管33、35、37、39、41に接続されている。上記全ての凹部のレンズに対

スキャナ部1は、人体頭部0に被せるに適當な内部形状をもつたスキャナ本体3と、送受光ファイバを含む光ファイバケーブル5とを有する。スキャナ本体3は人体頭部0を収容するに適當なほぼ円形の内部輪郭形状の内周Cに沿って等間隔で設けられた複数(図示例では6つ)の内弧状凹部A、B、C、D、E、Fを有する。各円弧状凹部はスキャナ本体の内部輪郭を形成する大円C'上にその中心をおく。各円弧状凹部A、B、C、D、E、Fの内壁には複数(図示例では5つ)の集光レンズ7、9、11、13、15(一つの凹部についてのみ番号を付す)が内壁に沿って等間隔で配置され、これら各凹部の複数の集光レンズの光軸は凹部の中心、すなわちスキャナ本体の内部輪郭を形成する大円C'上角一点を通るように配置されている。これにより、各凹部内の集光レンズは残りの各凹部内の集光レンズの1つと光軸が一致するようになっている。

各集光レンズ7、9、11、13、15には送光用ファイバ17と受光用ファイバ19とが接続されて

応するレーザーダイオードは、駆動回路43によりつくられるパルス波により所定のタイミングで次々と駆動される。なお、上記各凹部ごとの送光用ファイバ17と受光用ファイバ19とは束ねられさらに全体をファイバケーブル5として束ねられる。

このような構成によるスキャナ部により被検体、すなわち人体頭部を走査するには、レーザーダイオード21、23、25、27、29を駆動回路43によりつくられるパルス波により第3図(例)に示すタイミングで次々と駆動する。レーザーダイオード21より出たレーザー光は送光用ファイバ17aを介して凹部Aの集光レンズ7に送られ、該集光レンズにより集光されてペンシルビームの形で頭部0に入射される。頭部を透過したビームは光軸が一致した隣接する凹部Fの集光レンズ45に入射し、対応する受光用ファイバを介して光電子増倍管33に導かれる。同様に、レーザーダイオード23、25、27、29からそれぞれ集光レンズ9、11、13、15に送られたレーザー光は、ペンシルビームとな

つて頭部Oを透過した後、それぞれ光軸が一致する他の凹部E、D、C、Bの集光レンズ47、49、51、53に入射し、受光用ファイバを介して対応する光電子増倍管35、37、39、41に導かれる。1つの凹部Aのレンズ群からの走査が終了すると、隣接する凹部Bのレンズ群について同様な走査が行われ、続いて他の凹部C、D、E、Fのレンズ群についても同様に走査が行われる。各凹部のレンズ群についての走査タイミングを第3図(a)に示す。このようにして全ての凹部のレンズ群について走査を終了した後、光源からの波長を変えて再び凹部Aから凹部F迄の各レンズについて同様な走査を行なう。このため、各レーザダイオード21、23、25、27、29等は、それぞれ2波長切換可能となつている。

このようにして、各波長について得られた光電子増倍管31、33、35、37、39、41からの出力を、公知のCT装置において提案されている特定波長の感光度より血液内の酸素飽和度を求めるアルゴリズムに従つてデータ処理することにより、脳血

内の酸素飽和度の断面像を得ることができる。

なお、上記実施例は特に人体の頭部を被検体としているが、被検体はこれに限定されない。このため、スキャナ本体の内部輪郭形状を被検体に応じて適宜変更させることができる。また、各凹部は被検体を収容するスキャナ本体内部輪郭の大円上に中心をもつ円弧面より形成されているが、凹部の形状はこれに限定されることはない。要は、一つの凹部のレンズ群が残りの各凹部のレンズ群の一つと光軸が一致していればよい。さらに、測定パラメータは脳血内の酸素飽和度に限られず、光の感光度を測定することにより得られる生体情報であれば他のパラメータであつてもよい。

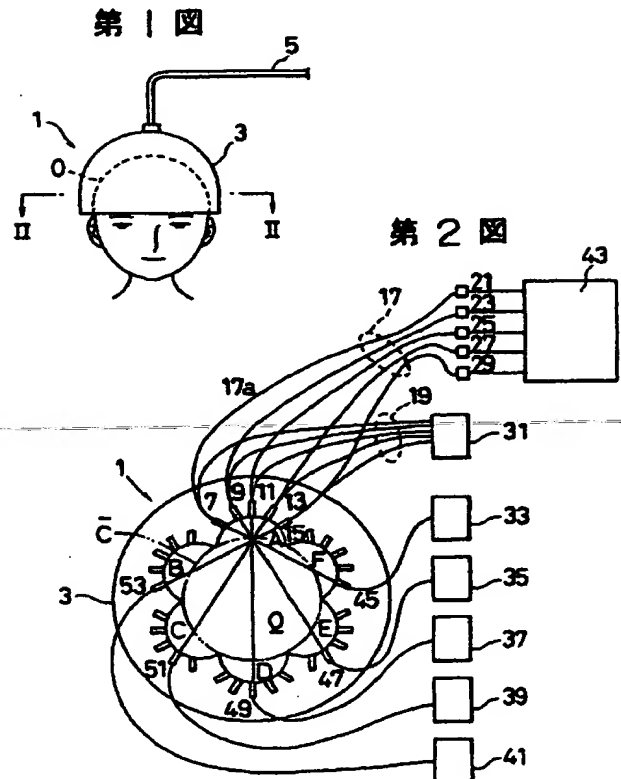
(発明の効果)

以上のように、本発明によれば光源からのレーザ光をペンシルビームとして被検体周囲の複数箇所よりそれぞれ放射状に入射せしめるようにしたので、スキャナ本体内部の被検体を均一な測定光で一様に走査することができる。また、レーザ光を出射するレンズとこれを受光するレンズとは光

軸が一致しているので被検体各部を一樣な条件で測定できるばかりではなく、測定感度を大巾に向上させることができる。

4.〔図面の簡単な説明〕

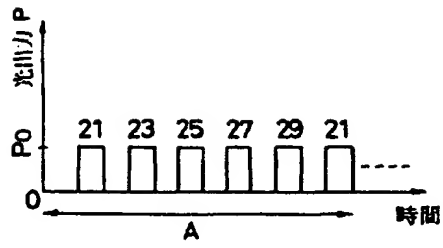
第1図は本発明の一実施例を示す外観図、第2図は同第1図の線II-IIにほぼ沿う断面図で同実施例によるスキャナ装置の構成を示す図、第3図(a)はレーザダイオードの駆動タイミングを示す図、第3図(b)は各凹部ごとの走査順序を示す図、第4図は公知の光CTスキャナ装置の構成を示す図である。



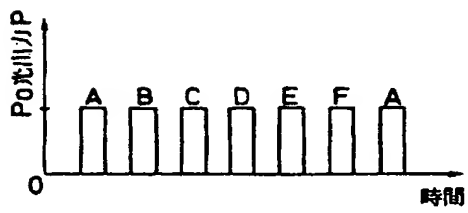
特許出願人 住友電気工業株式会社

代理人 弁理士 湯 浅 森 三 (外 5 名)

第 3 図 (a)



第 3 図 (b)



第 4 図

